

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re the Application of:

SOOYEUL LEE, ET AL.

Application No.:

Filed:

For: **Method For Calibrating Bone  
Mineral Density Index Variation and  
Recording Medium for Storing  
Program For Executing The Same**

Art Group:

Examiner:

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

**REQUEST FOR PRIORITY**

Sir:

Applicant respectfully requests a convention priority for the above-captioned application, namely:

COUNTRY	APPLICATION NUMBER	DATE OF FILING
Korea	10-2002-0079637	13 December 2002

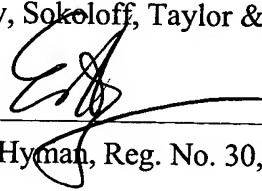
☒ A certified copy of the document is being submitted herewith.

Respectfully submitted,

Blakely, Sokoloff, Taylor & Zafman LLP

Dated: 9/25/03

12400 Wilshire Blvd., 7th Floor  
Los Angeles, California 90025  
Telephone: (310) 207-3800

  
Eric S. Hymann, Reg. No. 30,139

# 대한민국 특허청

## KOREAN INTELLECTUAL PROPERTY OFFICE

별첨 사본은 아래 출원의 원본과 동일함을 증명함.

This is to certify that the following application annexed hereto  
is a true copy from the records of the Korean Intellectual  
Property Office.

출원번호 : 10-2002-0079637  
Application Number

출원년월일 : 2002년 12월 13일  
Date of Application DEC 13, 2002

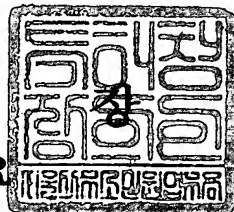
출원인 : 한국전자통신연구원  
Applicant(s) Electronics and Telecommunications Research Institute



2003      년    06      월    02      일

특      허      청

COMMISSIONER



## 【서지사항】

【서류명】	특허출원서
【권리구분】	특허
【수신처】	특허청장
【제출일자】	2002. 12. 13
【발명의 명칭】	골밀도 지수 보정 방법 및 이 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체
【발명의 영문명칭】	Method for calibrating bone mineral density index variation and storage medium for storing program of executing the same
【출원인】	
【명칭】	한국전자통신연구원
【출원인코드】	3-1998-007763-8
【대리인】	
【성명】	신영무
【대리인코드】	9-1998-000265-6
【포괄위임등록번호】	2001-032061-5
【발명자】	
【성명의 국문표기】	이수열
【성명의 영문표기】	LEE, Soo YeuI
【주민등록번호】	670605-1467210
【우편번호】	305-720
【주소】	대전광역시 유성구 신성동 두레아파트 106-1004
【국적】	KR
【발명자】	
【성명의 국문표기】	김승환
【성명의 영문표기】	KIM, Seung Hwan
【주민등록번호】	660105-1068221
【우편번호】	305-345
【주소】	대전광역시 유성구 신성동 하나아파트 105-402
【국적】	KR
【발명자】	
【성명의 국문표기】	정지욱
【성명의 영문표기】	JEONG, Ji Wook



1020020079637

출력 일자: 2003/6/3

【주민등록번호】	691102-1691217		
【우편번호】	305-345		
【주소】	대전광역시 유성구 신성동 149-10 302호		
【국적】	KR		
【심사청구】	청구		
【취지】	특허법 제42조의 규정에 의한 출원, 특허법 제60조의 규정에 의한 출원심사를 청구합니다. 대리인 신영무 (인)		
【수수료】			
【기본출원료】	20 면	29,000 원	
【가산출원료】	5 면	5,000 원	
【우선권주장료】	0 건	0 원	
【심사청구료】	7 항	333,000 원	
【합계】	367,000 원		
【감면사유】	정부출연연구기관		
【감면후 수수료】	183,500 원		
【기술이전】			
【기술양도】	희망		
【실시권 허여】	희망		
【기술지도】	희망		
【첨부서류】	1. 요약서·명세서(도면)_1통		

**【요약서】****【요약】**

본 발명은 엑스선 영상을 이용하여 굴밀도를 측정하고자 할 때, 굴밀도 지수 보정 방법과 상기 방법을 실현시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 관한 것으로, 대상물과 함께 촬영한 서로 다른 2개 이상의 두께를 갖는 영역을 구비하는 팬텀 엑스선 영상을 획득하고, 이들 팬텀을 이용하여 대상물의 굴밀도 지수를 보정하는 방법을 제공한다. 이를 통해서 엑스선 촬영조건의 변화에 기인한 굴밀도 지수 변화를 보정할 수 있게 된다.

**【대표도】**

도 2

**【색인어】**

엑스선 영상, 굴밀도 지수, 아크릴, 굴밀도 지수 변화 보정

**【명세서】****【발명의 명칭】**

골밀도 지수 보정 방법 및 이 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체  
{Method for calibrating bone mineral density index variation and storage medium for  
storing program of executing the same}

**【도면의 간단한 설명】**

도 1은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 골밀도 지수 변화 보상 방법을 실현시키기 위한 하드웨어 시스템을 도시한 구성 블록도이다.

도 2는 아크릴 팬텀을 포함하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 지수 보정 방법에 대한 일실시예 흐름도이다.

도 3은 아크릴 팬텀 구조의 일예를 도시한 도면이다.

도 4는 아크릴 팬텀을 포함하는 엑스선 영상의 일예를 도시한 도면이다.

도 5는 알루미늄 팬텀 구조의 일예를 도시한 도면이다.

도 6은 아크릴 팬텀 및 알루미늄 팬텀을 포함하는 엑스선 영상의 일예를 도시한 도면이다.

도 7은 요골 골밀도 지수 측정 방법에 대한 일실시예 흐름도이다.

도 8은 알루미늄 팬텀의 두께와 평균 그레이 레벨의 상관관계를 도시한 그래프이다.

도 9는 알루미늄 팬텀을 사용하여 보정한 손목 엑스선 영상 및 요골 골밀도 지수를 측정하기 위하여 선택한 직사각형 관심영역의 일예시도이다.

도 10은 도 9의 한 횡단선 / 에서의 픽셀좌표에 따른 그레이 레벨 프로파일을 도시한 그래프이다.

\* 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

11 : 입출력 장치

12 : 주 기억장치

13 : 보조 기억장치

14 : 마이크로 프로세서

【발명의 상세한 설명】

【발명의 목적】

【발명이 속하는 기술분야 및 그 분야의 종래기술】

<14> 본 발명은 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 측정하고자 할 때, 엑스선 촬영조건의 변화에 기인한 골밀도 지수 변화 보정 방법과 상기 방법을 실현시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 관한 것이다.

<15> 골다공증은 비정상적으로 골량이 감소된 상태로 동통, 척추 및 대퇴부 등의 골절, 골의 변형 등을 동반하는 병적인 상태이다. 일반적으로 젊은 사람은 골의 생성과 흡수가 균형을 이루고 있다. 그러나, 골 생성 기능이 저하되는 노인이나 에스트로젠의 분비가 저하되어 골 흡수 기능이 향상되는 폐경기 이후의 여성은 골다공증의 발생 빈도가 아주 높다. 그러나, 일단 감소된 골량을 효과적으로 회복시키는 것은 쉽지 않다. 따라서, 골다공증의 발생방지와 조기치료가 무엇보다 중요하다. 이를 위해서는 일상적으로 널리 사용할 수 있는 골밀도 측정 방법의 개발이 매우 중요하다.

<16> 정량적인 골밀도 측정 방법으로는 QCT(Quantitative Computed Tomography), DEXA(Dual Energy X-ray Absorptiometry), 초음파 골밀도 계측기 등이 있다.

- <17> QCT는 뼈의 3차원 영상을 얻을 수 있어서, 피질골(cortical bone)과 해면골(trabecular bone)의 골밀도를 분리하여 계측할 수 있을 뿐만 아니라, 골의 구조적 안정성까지 예측할 수 있는 장점이 있다. 이러한 장점에도 불구하고 QCT 장비의 가격이 아주 높고 방사선 조사량이 단순 엑스선 촬영의 수백 배에 이르기 때문에 일상적인 골다공증 검사 방법으로 사용하기에는 많은 제약이 따른다.
- <18> DEXA는 QCT에 비하여 장비 가격이 저렴하고, 방사선 조사량이 적고, 골밀도 계측의 정확도 및 재현도가 높아서 2차원 골밀도 측정 및 골다공증 치료의 경과판정에 널리 사용되고 있다.
- <19> 초음파 골밀도 계측기는 매질에 따른 초음파 전달속도의 변화나 반사계수의 변화 등을 이용하여 골밀도 및 골의 구조강도를 계측하는 장비인데, 재현성과 정확성이 높지 않은 단점이 있다.
- <20> 상기의 QCT, DEXA, 초음파 골밀도 계측기 등의 골밀도 측정 방법이 있음에도 불구하고 엑스선 영상을 이용하여 골다공증 진단 및 골밀도를 측정하는 방법의 연구는 꾸준히 진행되고 있다. 그 이유는 대부분의 병원이 엑스선 촬영장비를 기본으로 갖추고 있어 골밀도 계측장비를 구매하기 위한 추가 비용이 소요되지 않으며, 엑스선 영상의 해상도가 높아 골밀도 측정 및 해면골의 패턴분석이 가능하기 때문이다. 특히, 해면골 패턴은 골다공증에 의한 골절 가능성에 관한 유용한 정보를 제공하는 것으로 추정되고 있어, 많은 연구자들이 엑스선 해면골 패턴을 연구하고 있다.
- <21> 현재까지, 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 계측하기 위한 몇 가지 방법이 제시되었는데, 임상에서 널리 사용되지 않는 실정이다. 이것은 엑스선 영상의 획득과정에 수반하는 각종 불안정성(엑스선 촬영조건 및 필름 현상과정의 불안정성)이 상당한 골밀도 오



차를 일으킬 수 있기 때문이다. 특히, 엑스선 촬영조건의 불안정성은 필름 현상과정의 불안정성과는 달리 사용자의 주의만으로는 제거하기 어렵다.

**【발명이 이루고자 하는 기술적 과제】**

<22> 따라서, 본 발명은 상기 문제점을 해결하기 위하여 제안된 것으로, 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 측정하고자 할 때, 엑스선 촬영조건의 변화에 기인한 골밀도 지수 변화를 보상하기 위하여 팬텀을 이용하는 방법과 상기 방법을 실현시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공하는데 그 목적이 있다.

**【발명의 구성 및 작용】**

<23> 상술한 문제점을 해결하기 위한 수단으로서, 본 발명은 골밀도 지수를 보정하는 방법에 있어서, (a) 대상물과 2개 이상의 서로 다른 두께를 갖는 영역을 구비하는 팬텀을 동시에 촬영한 영상을 얻는 단계와, (b) 촬영된 영상으로부터 대상물의 골밀도 지수와 팬텀의 각 영역에서의 평균 그레이 레벨을 계산하는 단계와, (c) (a) 및 (b) 단계를 N회 반복 측정하여, 골밀도 지수와 팬텀 각각 영역에서의 평균 그레이 레벨 사이의 상관 관계식을 추출하는 단계와, (d) 상관 관계식을 통해서, 대상물의 엑스선 촬영시의 조건 변화에 기인한 요골 골밀도 지수 변화를 보정하는 방법을 제공한다.

<24> 한편, 팬텀은 M(2 이상)개의 서로 다른 두께를 갖는 영역을 가지며, 상기 상관관계식은  $H(G, 0, 0, 0, \dots) = 0$ 을 만족하는 연속함수를 이용하여 다음 식에 의해 표시된다.

<25>  $n = H(G, A - A_0, B - B_0, C - C_0, \dots)$ , (여기서,  $n$ 는 대상물의 골밀도 지수 변화량,  $G$ 는 대상물의 골밀도 지수,  $A, B, C, \dots$ 는 팬텀 영역의 서로 다른 M개의 두께 영역에서의 평

균 그레이 레벨,  $A_0$ ,  $B_0$ ,  $C_0$ ...는 엑스선 촬영을 N회 실시한 후 팬텀 영역의 서로 다른 M개의 두께 영역 각각의 영상에서 획득한 A, B, C...를 평균한 값).

<26> "대상물"이라 함은 골밀도를 측정하고자 하는 뼈의 부위를 의미하는 것으로 인체 또는 동물의 모든 뼈의 부위를 포함가능하다.

<27> "팬텀"은 피부조직과 유사한 물질을 이용하는 것이 바람직하며, 예를 들어 아크릴계 폴리머(acrylic polymer), 스타이렌계 폴리머(styrene polymer), 폴리에틸렌(polyethylene), 폴리프로필렌(polypropylene), 폴리에스터계 폴리머(polyester polymer), 폴리아미드계 폴리머(polyamide polymer), 폴리우레탄계 폴리머(polyurethane polymer) 등이 가능하다.

<28> 한편, 상술한 문제점을 해결하기 위한 수단으로서 본 발명의 다른 측면은 상기 골밀도 지수 보정 방법을 실현시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

<29> 이하, 첨부된 도면들을 참조하면서 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 골밀도 지수 변화 보상 방법에 대해 상세히 설명한다. 본 실시예에서는 2개의 서로다른 두께 영역을 갖는 아크릴 팬텀을 이용한 경우를 설명하고 있으나, 본 발명이 이에 한정되는 것이 아님은 자명하다.

<30> 도 1은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 골밀도 지수 변화 보상 방법을 실현시키기 위한 하드웨어 시스템을 도시한 구성 블록도이다.

- <31> 하드웨어 시스템은 외부의 사용자와 데이터를 입/출력하기 위한 입출력 장치(11), 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 지수를 측정하는 과정에서 필요한 각종 데이터들을 저장하기 위한 주/보조 기억장치(12,13) 및 상기 주/보조 기억장치(12,13)와 입/출력 장치(11)를 제어하고, 엑스선 영상을 이용한 골밀도 지수를 측정하며, 아크릴 팬텀을 이용한 골밀도 지수 변화 보상 방법을 수행하기 위한 제반 연산처리를 수행하는 마이크로 프로세서(14)를 구비한다.
- <32> 상기 입/출력 장치(11)는 모니터, 프린터, 엑스선 필름을 디지털 영상화하기 위한 엑스선 필름스캐너 등이 가능하고, 엑스선 필름 대신에 디지털 이미지 센서[고체촬상소자(CCD) 또는 씨모스(CMOS) 센서]를 사용할 경우에는 디지털 이미지 센서가 상기 입/출력 장치(11)에 포함될 수 있다.
- <33> 주/보조 기억장치(12,13)은 본 발명의 골밀도 지수 변화 보정방법을 구현하는 프로그램을 컴퓨터로 읽을 수 있는 형태로 각종 기록매체인 씨디롬, 램, 롬, 플로피 디스크, 하드 디스크, 광자기 디스크 등이 가능하다.
- <34> 상기와 같은 시스템을 통하여, 골밀도 지수 변화 보상 방법을 실행시키기 위한 프로그램을 실행하게 되는데, 이와 같은 처리 과정을 포함하고 있는 프로그램을 상기 마이크로 프로세서(14)에 내장시킨 상태에서 엑스선 영상을 입출력 장치(11)로 입력하여 상기 프로그램을 실행시키면, 프로그램이 골밀도 지수를 측정하고, 골밀도 지수 변화 보상 방법을 수행한다.

- <35> 이하, 도 2 내지 도 4를 참조하여 아크릴 팬텀을 포함하는 엑스선 영상을 이용한 골밀도 지수 보정 방법에 대한 일 실시예를 설명한다.
- <36> 먼저, 도 3에 도시한 아크릴 팬텀과 대상물(본 실시예에서는, 요골)을 함께 촬영한 엑스선 영상을 획득한다(S101). 도 3은 본 발명에 따른 아크릴 팬텀을 도시한 도면이고 본 실시예에서는 2단 아크릴 팬텀의 일예를 도시하고 있다. 아크릴의 밀면은 60mm x 30mm 이고, 높이는 각각 60mm와 40mm 이다. 도 4는 아크릴 팬텀과 손목이 함께 촬영된 엑스선 영상의 일예를 도시하고 있다.
- <37> 엑스선 영상을 얻을 때, 엑스선 발생장치의 관전압(kVp)은 일정한 값을 유지한다. 예를 들어 엑스선 발생장치의 관전압은 50kVp(이하, 표준 관전압)를 유지한다. 엑스선 영상은 단순 엑스선 촬영을 통하여 얻어진 엑스선 필름을 엑스선 필름스캐너로 디지털화 함으로써 획득할 수 있다. 디지털 이미지 센서를 사용할 경우에는 필름스캐너를 이용하는 과정 없이 직접 엑스선 영상을 얻는다. 엑스선 영상을 얻을 때, 공간 해상도는 예컨대 200PPI(Pixels Per Inch), 각 픽셀은 8-비트 깊이의 256색 그레이레벨로 할 수 있다.
- <38> 이후, 획득한 손목 엑스선 영상의 요골 골밀도 지수(G)와 아크릴의 평균 그레이레벨을 계산한다(S103). 아크릴의 평균 그레이레벨은 각각 40mm 및 60mm 두께 영역에서 각각 측정한 값이다. 이 경우, 손목 엑스선 영상의 요골 골밀도 지수(G)의 측정은 통상적인 방법으로 가능하고, 손목 엑스선 영상에 본 발명의 보정방법과 무관한 다른 보정 방법을 1차로 실시하고 난 다음, 본 발명을 실시하는 것도 가능하다. 예를 들어, 동출원인에 의한 한국특허출원 제2001-45123호에서는 손목 엑스선 영상과 알루미늄 팬텀 영상을 함께 촬영하여 엑스선 영상을 보정하는 방법을 상세하게 개시하고 있는바, 본 발명

에 의한 아크릴 팬텀을 이용한 보정 방법 이전에 미리 알루미늄 팬텀을 이용한 보정을 별개로 실시하는 것도 가능하다. 이에 대해서는 상세히 후술한다.

<39> 이후, 요골 골밀도 지수 변화량을 계산한다(S105). 이 방식을 상세히 설명하면, 60mm 아크릴의 보정 후 평균 그레이레벨을 A, 40mm 아크릴의 보정 후 평균 그레이레벨을 B라고 가정하자. 또한,  $G_0$ ,  $A_0$  및  $B_0$ 는 각각 정확한 표준 관전압(50kVp)에서의 G, A 및 B라고 가정하자. 만약, 엑스선 발생 조건이 정확하다면, G, A 및 B는 각각  $G_0$ ,  $A_0$  및  $B_0$ 와 동일하다. 그러나, 실제 임상에서 사용하는 엑스선 촬영장비는 엑스선 발생 조건이 변화할 수 있어서 G, A 및 B는 각각  $G_0$ ,  $A_0$  및  $B_0$ 와 일치하지 않는다. 그런데, 엑스선 촬영실험을 하면, 골밀도 지수 변화량( $n=G-G_0$ ), G,  $A-A_0$  및  $B-B_0$  사이에는 근사적 함수관계 있음을 알 수 있다. 따라서,  $n$ 는 일반적으로 다음의 식 (1)과 같이 표현할 수 있다.

$$<40> \quad n=H(G, A-A_0, B-B_0) \quad (1)$$

<41> H는  $H(G, 0, 0)$ 을 만족하는 연속함수이다. 다만, 본 실시예에서는 아크릴 팬텀이 2개의 서로 다른 두께를 갖는 영역이 포함하는 경우를 예를 들어 설명하고 있으나, M개로 그 범위를 확장하는 것도 가능하다. 이 경우, 상기 식(1)은 다음식 (2)로 표현할 수 있다.

$$<42> \quad n=H(G, A-A_0, B-B_0, C-C_0, \dots) \quad (2)$$

<43> 한편, 엑스선 실험에 의하면, 식(2)의 서로 다른 2개의 두께 영역을 갖는 아크릴인 경우  $B-B_0$ 가 증가하면

$n$ 은 감소하고,  $A-A_0$ 가 증가하면  $n$ 은 증가하는 현상이 있었으며,  $n$ 은  $G$ 에 비례하는 경향이 발견되었다. 이러한 현상을 통해서 실험식을 만들어 보면, 식(3)와 같은 관계식이 가능하다.

$$<44> \quad n = C_1 G (C_2 (A - A_0) - (B - B_0)) \quad (3)$$

<45> 여기서  $c_1$ ,  $c_2$ 는 상수이다. 상기 식(3)이 엑스선 촬영조건 변화에 기인한 요골 골밀도 지수 변화량이다.

<46> 이후, 요골 골밀도 지수( $G$ )에서 상기 요골 골밀도 지수 변화량( $n$ )을 차감하여 요골 골밀도 지수 변화를 보상한다(S107). 요골 골밀도 지수의 변화량을 아크릴의 그레이 레벨을 이용하여 식(3)으로 표현했으므로, 표준 관전압에서의 요골 골밀도 지수는 다음의 식(4)와 같이 표현된다.

$$<47> \quad G_0 = G - C_1 G (c_2 (A - A_0) - (B - B_0)) \quad (4)$$

<48> 상기 식(4)가 엑스선 촬영조건 변화에 기인한 요골 골밀도 지수 변화를 40mm 및 60mm 아크릴을 이용하여 보상한 결과이다. 한편, 수학식 4를 실제 임상에서 사용하기 위해서는 상수  $c_1$ ,  $c_2$ ,  $A_0$  및  $B_0$ 를 결정해야 한다. 그러나,  $A_0$  및  $B_0$ 는 표준 관전압의 안정성이 완벽하지 못할 수 있으므로 다수의 측정결과를 평균하여 설정한다. 예를 들면, 표준 관전압(50kVp)으로 엑스선 촬영을 10회 실시한 후, 각각의 영상에서 획득한  $A$  및  $B$ 를 평균하여  $A_0$  및  $B_0$ 로 설정한다. 한편, 상수  $c_1$ ,  $c_2$ 도 다수의 피험자에 대한 엑스선 촬영을 통하여 결정한다. 각 피험자에 대하여 10회의 엑스선 촬영을 실시하고  $c_1$ ,  $c_2$ 를 변화시키면서 동일 피험자 내에서  $n$ 의 표준편차( $n_S$ )를 계산한다. 이후, 상수  $c_1$ ,  $c_2$ 는 전체 피험자의  $n_S$ 의 합이 최소가 되는 값으로 설정한다. 피험자 10인을 대상으로 한

손목 엑스선 촬영 실험에서 설정된 최적  $c_1$  는 0.005,  $c_2$ 는 0.72이다. 한편, 최적  $c_2$ 는 엑스선 장비에 따라서 0.6~0.8사이의 변화를 보인다.

<49> (손목 엑스선 영상의 요골 골밀도 지수(G)의 측정)

<50> 이하, 전술한 바와 같이, 한국특허출원 제2001-45123호에 개시되어 있는 손목 엑스선 영상과 알루미늄 팬텀 영상을 함께 촬영하여 엑스선 영상을 보정하는 방법과 본 발명의 아크릴 팬텀을 이용한 골밀도 지수 보정 방법을 함께 실시하는 방법에 대해서 설명한다. 이 경우는 알루미늄 팬텀과 아크릴 팬텀을 손목 영상과 함께 촬영한다(도 6 참조). 알루미늄 팬텀은 엑스선 영상을 보정(calibration)하기 위하여 사용되는 것으로, 엑스선 발생장치의 특성, 스크린 및 필름 종류, 필름 현상조건, 및 엑스선 필름 디지털라이저 특성(디지털 이미지 센서의 경우에는 고체촬상소자 또는 씨모스 센서의 특성) 등에 의한 영상특성 변화를 보정할 수 있다. 도 5에서는 이와 같은 알루미늄 팬텀의 구조의 일예를 도시하고 있다. 도 7은 알루미늄 팬텀과 함께 손목을 촬영한 엑스선 영상을 이용하여 요골 골밀도 지수(G)의 측정 과정을 도시한 흐름도이다.

<51> 먼저, 촬영한 영상으로부터 알루미늄 팬텀과 손목의 영상정보를 얻는다(S301).

<52> 손목 엑스선 영상을 보정하여 각 픽셀에서의 엑스선 흡수도를 정량화하기 위하여 도 5 에 도시한 바와 같이 다수의 단계로 이루어진 알루미늄 팬텀을 사용한다. 도 5 에 예시한 알루미늄 팬텀은 밀면이 40mm x 40mm인 정사각형이고 두께가 12mm인 알루미늄 판을 8개의 단계를 갖는 방사상 계단으로 가공하여 만든다. 상기 알루미늄 팬텀의 각 단계의 높이는 낮은 것으로부터 1.5, 3.0, 4.5, 6.0, 7.5, 9.0, 10.5, 12.0mm이다.

<53> 엑스선을 이용한 골밀도 측정은 일반적으로 뼈에 의한 엑스선 흡수도를 이용한다. 따라서, 알루미늄 팬텀의 각 단계별 두께와 평균 그레이레벨 사이의 관계를 이용하여 전체 엑스선 영상을 보정한다(S303). 이렇게 하면, 보정한 엑스선 영상은 알루미늄의 엑스선 흡수도에 상대적인 수치로 전환되어 인체에 의한 엑스선 흡수도를 정량화한 것이 된다.

<54> 알루미늄 팬텀을 이용하여 전체 엑스선 영상을 보정하기 위해서, 먼저 임의의 두께에서의 그레이레벨 값을 계산해야 한다. 임의의 알루미늄 두께에서의 그레이레벨을 계산하기 위하여, 도 8 의 알루미늄 팬텀의 두께와 평균 그레이 레벨의 상관관계를 도시한 데이터를 적절한 함수를 이용하여 피팅(fitting)할 수 있다. 도 8을 참고하면, 알루미늄 두께가 커지면서 처음에는 그레이레벨의 기울기가 점차 증가하다가 나중에는 다시 감소한다. 이러한 특징을 보이는 대표적인 함수가 탄젠트 하이퍼볼릭(tangent hyperbolic) 함수이다. 따라서,  $f(t) = a + b \cdot \tanh(ct+d)$  형태의 피팅함수를 사용하는 것이 바람직하다. 여기서,  $f(t)$ 는 그레이레벨,  $t$ 는 알루미늄의 두께(mm단위),  $a$ ,  $b$ ,  $c$ ,  $d$ 는 각각 피팅 파라미터이다. 여기서,  $\tanh$  함수는  $t=-d/c$ 인 점을 중심으로 완전한 대칭이다. 그러나, 도 8 에 도시한 것처럼, 알루미늄 팬텀의 그레이레벨 프로파일은 완전한 대칭이 아니다. 따라서, 하나의  $\tanh$  함수를 이용하여 피팅하는 것은 상당한 피팅오차를 야기할 수 있기 때문에, 데이터를 두 개의 영역으로 나누어 피팅을 실시한다. 상기의 피팅함수는 4개의 피팅 파라미터가 있어서 한 피팅 영역에 4개 이상의 데이터를 필요로 한다.

<55> 첫번째 영역은 높이가 0mm 단계로부터 7.5mm인 단계까지 6개의 데이터로 구성하고, 두번째 영역은 높이가 4.5mm인 단계로부터 12.0mm인 단계까지 6개의 데이터로 구성한다.



여기서, 두 개의 영역을 서로 중복되게 한 것은 두 영역에서의 피팅 결과를 부드럽게 연결하기 위한 이행영역을 만들기 위함이다. 이 후, 각 영역에서 상기 피팅함수로 피팅을 실시한다. 피팅은 레벤버그-마르퀴트(Levenberg-Marquardt) 피팅 방법을 이용할 수 있다.

<56> 첫번째 영역에서의 피팅결과를  $f_1(t)$ , 두 번째 영역에서의 피팅결과를  $f_2(t)$ 라 하고, 그 결과를 도 8에 각각 실선과 점선으로 표시하였다. 이제 두 개의 피팅함수를 다음의 방법에 의하여 하나의 최종 피팅 함수  $F(t)$ 로 만든다. 먼저,  $t \leq 4.5$  구간에서는  $F(t) = f_1(t)$ 로 하고,  $t \geq 7.5$  구간에서는  $F(t) = f_2(t)$ 로 한다.  $4.5 < t < 7.5$  구간에서는  $F(t) = x*f_1(t) + (1-x)f_2(t)$ 로 한다. 여기서,  $x = (7.5-t)/3$ 으로 정의한다. 함수  $F(t)$ 는 단순 증가함수이기 때문에 역함수  $F^{-1}(g)$ 는 일의적으로 결정된다. 여기서,  $g$ 는 그레이 레벨이다. 이제, 엑스선 영상의 각 픽셀의 그레이 레벨  $g$ 를 최종 피팅함수  $F(t)$ 를 이용하여 다음과 같이 보정한다.  $g \geq F(12)$ 이면 보정값을 255로,  $g \leq F(0)$ 이면 보정값을 0으로, 그 외에는 보정값을  $256 * F^{-1}(g) / 12$ 의 정수부분으로 한다.

<57> 도 9는 상술한 방식에 의하여 보정한 영상의 일예시도이다. 도 9의 각 픽셀은 인체에 의한 엑스선 흡수도와 직결된 그레이 레벨로 이루어져 있다. 인체에 의한 엑스선 흡수도는 뼈와 연부조직의 밀도 및 두께 등에 의하여 결정된다. 그러나, 엑스선 골영상은 중첩된 연부조직에 의한 엑스선 흡수도를 동시에 포함하고 있다. 따라서, 엑스선 골영상의 그레이레벨을 이용하여 뼈만의 밀도를 측정하기 위해서는 엑스선 골영상에 포함된 연부조직에 의한 엑스선 흡수도를 제거하여야 한다.

- <58> 이후, 엑스선 골영상에 포함된 연부조직에 의한 엑스선 흡수도를 제거하기 위하여 요골 영역에 관심영역을 설정한다(S305). 도 9에 도시한 관심영역의 크기는 예컨대 350x300 픽셀이고, 요골 영역 좌우에 연부조직 영역이 포함되도록 한다.
- <59> 이후, 요골 영역에서 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 계산하기 위하여 피팅 함수를 선택한다(S307). 도 10에 도 9의 관심영역내 하나의 횡단선 1에서의 그레이레벨 프로파일을 실선으로 도시하였다. 도 10에서 가로는 픽셀의 좌표이고 세로는 그레이레벨이다. 도 10에서 구간  $a_1 \sim b_1, b_1 \sim c_1, c_1 \sim d_1$ 은 각각 연부조직 구간, 요골 구간, 요골과 척골(ulna) 사이의 연부조직 구간이다. 도 10의 요골 구간에서, 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 정확하게 계산하는 것은 불가능하다. 따라서, 백그라운드 트렌드를 계산하기 위한 근사적 방법을 사용한다. 여기서, 사용하는 방법은 연부조직  $a_1 \sim b_1, c_1 \sim d_1$  구간과의 그레이레벨 프로파일을 요골 구간  $b_1 \sim c_1$ 으로 내삽(interpolation)하여 백그라운드 트렌드로 설정하는 것이다. 내삽을 위해서는 먼저 미분가능한 피팅 함수를 선택한다. 일반적으로, 피팅 함수로서 다항식이 적당하지만, 여기서는 좀더 제한을 가하여 4차 이하의 다항식  $P(x) = C_0 + C_1x + C_2x^2 + C_3x^3 + C_4x^4$ 을 피팅함수로 사용한다. 여기서  $C_0, C_1, C_2, C_3, C_4$ 는 피팅 파라미터이다.
- <60> 이후, 연부조직 영역의 그레이레벨 프로 파일을 상기 피팅함수를 사용하여 요골 영역으로 내삽하여 백그라운드 트렌드를 계산한다(S309). 이 과정을 좀 더 상세히 설명하면, 요골에 인접한 연부조직 구간  $a_1 \sim b_1, c_1 \sim d_1$ 에 있는 그레이레벨 프로파일을 상기 피팅함수를 사용하여 요골 영역으로 내삽한다. 한편, 내삽은 레벤버그-마르퀴트(Levenberg-Marquardt) 피팅 방법으로 실시한다. 요골 영역의 내삽 결과가 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드이다. 도 10의 P1은 상기 피팅함수로 내삽하여 설정한 백그라운드

트렌드이다. 이제, 상기의 횡단선  $l$ 을 관심영역 안의 모든 줄(row)로 이동하면서 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드를 계산한다.

<61> 이와 같이 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드가 설정되었으면, 요골 영역의 그레이레벨에서 백그라운드 트렌드를 제거한 후 요골 골밀도 지수( $G$ )를 계산한다(S311). 이 과정을 좀 더 상세히 살펴보면, 상기 골 영역의 그레이레벨에서 상기 설정된 백그라운드 트렌드를 제거하는 과정 및 상기 요골 영역에서 상기 백그라운드 트렌드를 제거한 그레이레벨의 평균을 요골 골밀도 지수로 설정하는 과정을 포함한다. 따라서, 요골 골밀도 지수는 다음의 식(5)과 같이 표현된다.

$$G = \frac{1}{A} \sum_l \sum_{n=bl}^{cl} Gln \quad (5)$$

<63> 상기 수학식 5에서  $G_{ln}$ 은 연부조직에 의한 백그라운드 트렌드가 제거된 그레이레벨 프로파일이고,  $n$ 은 픽셀의 인덱스이고,  $A(\equiv \sum_l |bl-cl|)$ 는 골 영역의 면적이다. 여기서, 골밀도 지수  $G$ 가 바로 골밀도의 척도이다.

<64> 이와 같은 방식으로 측정된 골밀도 지수( $G$ )는 도 2의 S103에 골밀도 지수로 이용될 수 있다. 다음으로 전술한 S103단계 내지 S107단계를 수행하여 본 발명에 의한 골밀도 지수 보정 방법을 수행한다.

<65> 상술한 바와 같이, 본 발명의 구체적인 예를 보였는데, 여기서 사용하는 수

치들이나 영상들은 본 발명에 의한 방법의 성능 향상을 위하여 달라질 수 있다. 즉, 기존의 엑스선 영상을 이용한 골밀도 측정에서는 엑스선 촬영조건 등의 변화에 기인한 골밀도 변화를 보상하지 않았기 때문에 엑스선 촬영장비의 불안정성에 의한 측정오차가 발생하였다. 본 발명에서는 엑스선 촬영조건에 기인한 골밀도 변화를 보상하기 위하여 40mm 및 60mm 아크릴을 이용하였다.

<66>       이상에서 설명한 본 발명은 전술한 실시예 및 첨부된 도면에 의해 한정되는 것이 아니고, 본 발명의 기술적 사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 여러 가지 치환, 변형 및 변경이 가능하다는 것이 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 있어 명백할 것이다.

#### 【발명의 효과】

<67>       상기와 같은 본 발명은, 엑스선 영상을 이용하여 골밀도를 측정하고자 할 때, 엑스선 영상의 획득과정에 수반하는 각종 불안정성 (엑스선 촬영조건 및 필름 현상과정의 불안정성)등에 기인한 골밀도 지수 변화를 보정하여 골밀도 측정을 더욱 정확하게 하는 효과가 있다.

## 【특허청구범위】

## 【청구항 1】

골밀도 지수를 보정하는 방법에 있어서,

- (a) 대상물과 2개 이상의 서로 다른 두께를 갖는 영역을 구비하는 팬텀을 동시에 촬영한 영상을 얻는 단계;
- (b) 촬영된 영상으로부터 상기 대상물의 골밀도 지수와 상기 팬텀의 각 영역에서의 평균 그레이 레벨을 계산하는 단계;
- (c) 상기 (a) 및 (b) 단계를 N회 반복 측정하여, 골밀도 지수와 상기 팬텀 각각 영역에서의 평균 그레이 레벨 사이의 상관 관계식을 추출하는 단계; 및
- (d) 상기 상관 관계식을 통해서, 상기 대상물의 엑스선 촬영시의 조건 변화에 기인한 요골 골밀도 지수 변화를 보정하는 것을 특징으로 하는 골밀도 지수 보정 방법.

## 【청구항 2】

제 1 항에 있어서,

상기 팬텀은 M(2 이상)개의 서로 다른 두께를 갖는 영역을 가지며, 상기 상관관계식은  $H(G, 0, 0) = 0$ 을 만족하는 연속함수를 이용하여 식(6)에 의해 표시되는 것을 특징으로 하는 골밀도 지수 보정 방법.

$$\eta = H(G, A - A_0, B - B_0, C - C_0, \dots) \quad (6)$$

(여기서,  $\eta$ 는 대상물의 골밀도 지수 변화량,  $G$ 는 대상물의 골밀도 지수,  $A$ ,  $B$ ,  $C \dots$ 는 팬텀 영역의 서로 다른 M개의 두께 영역에서의 평균 그레이 레벨,  $A_0$ ,  $B_0$ ,  $C_0 \dots$

는 엑스선 촬영을 N회 실시한 후 팬텀 영역의 서로 다른 M개의 두께 영역 각각의 영상에서 획득한 A, B, C.. 를 평균한 값)

**【청구항 3】**

제 2 항에 있어서,

상기 M은 2이며, 상기 연속함수는 식(7)으로 표시된 함수인 것을 특징으로 하는 골밀도 지수 보정 방법.

$$n = C_1 G(C_2(A - A_0) - (B - B_0)) \quad (\text{여기서, } c_1, c_2 \text{는 상수}) \quad (7)$$

**【청구항 4】**

제 1 항에 있어서,

상기 팬텀은 아크릴계 폴리머(acrylic polymer), 스타이렌계 폴리머(styrene polymer), 폴리에틸렌(polyethylene), 폴리프로필렌(polypropylene), 폴리에스터계 폴리머(polyester polymer), 폴리아미드계 폴리머(polyamide polymer) 또는 폴리우레탄계 폴리머(polyurethane polymer)로 만들어 진 것을 특징으로 하는 골밀도 지수 보정 방법.

**【청구항 5】**

제 1 항에 있어서,

상기 (b) 단계의 골밀도 지수는,

상기 대상물 인근 연부조직에 의한 그레이레벨을 상기 대상물 영역으로 내삽

하여 백그라운드 트렌드로 설정하는 단계, 상기 대상물 영역의 그레이레벨에서 상기 백그라운드 트렌드를 제거하는 단계, 상기 대상물 영역에서 상기 백그라운드 트렌드가 제거된 그레이레벨의 평균을 골밀도 지수로 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 골밀도 지수 보정 방법.

【청구항 6】

상기 제 5 항에 있어서,

상기 골밀도 지수는 식(8)로 표현되는 것을 특징으로 하는 골밀도 지수 보정 방법

$$G = \frac{1}{A} \sum_l \sum_{n=bl}^{cl} Gln \quad (8)$$

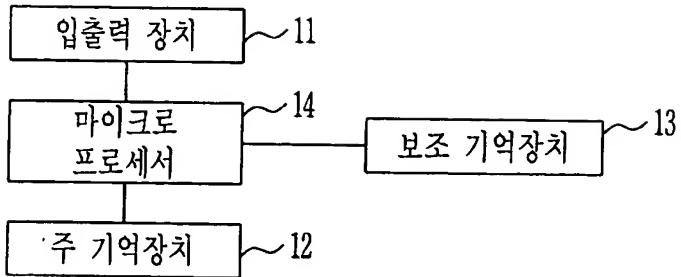
(여기서,  $G_{ln}$ 은 백그라운드 트렌드가 제거된 그레이레벨 프로파일이고,  $n$ 은 픽셀의 인덱스이고,  $A(\equiv \sum_l |bl-cl|)$ 는 대상물 영역의 면적,  $G$ 는 골밀도 지수)

【청구항 7】

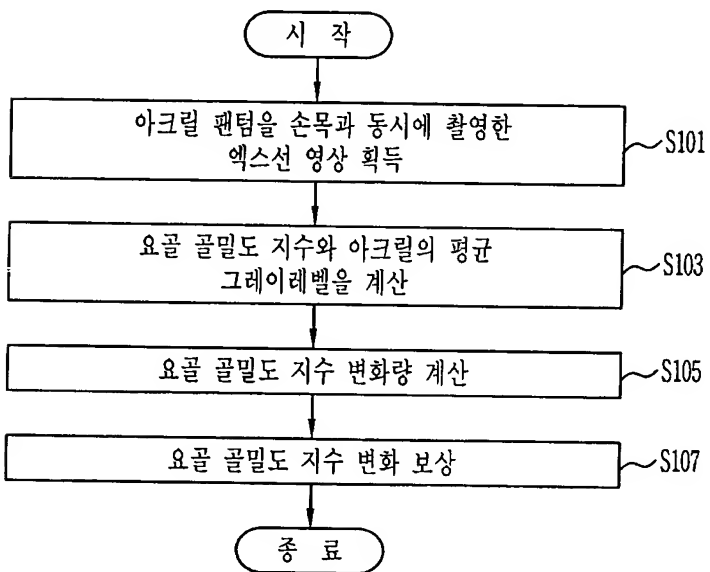
제 1 내지 제 6 항 중 어느 하나의 항에 의한 골밀도 지수 보정 방법을 실현시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

【도면】

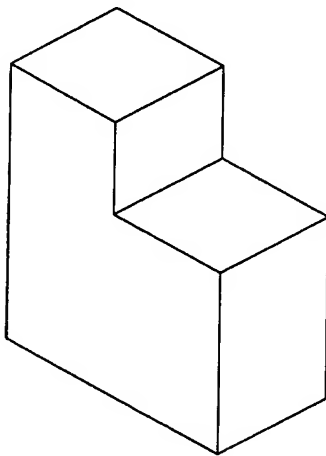
【도 1】



【도 2】

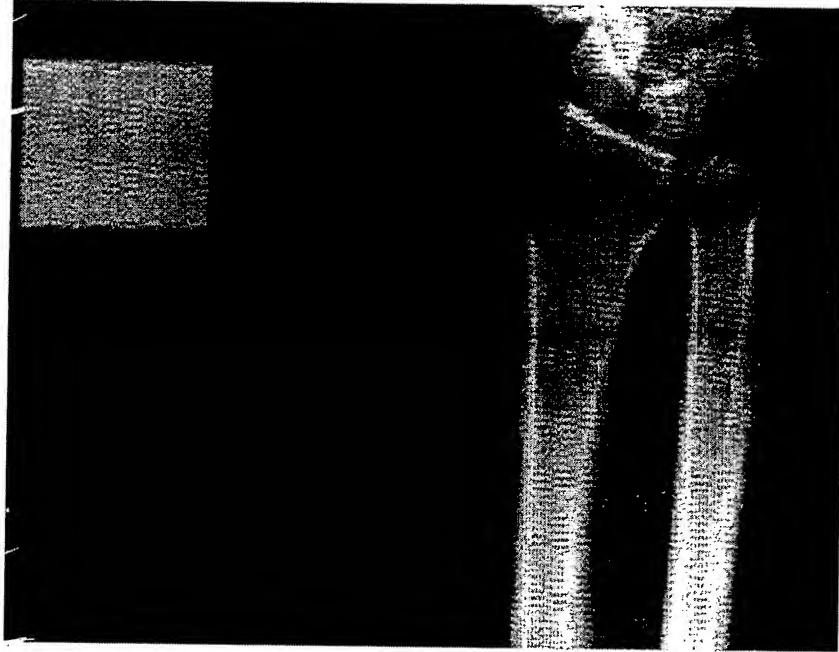


【도 3】

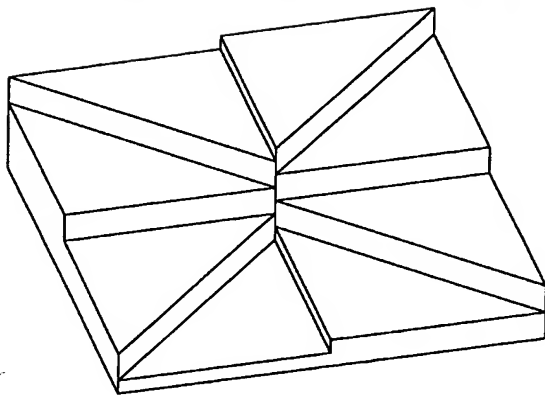




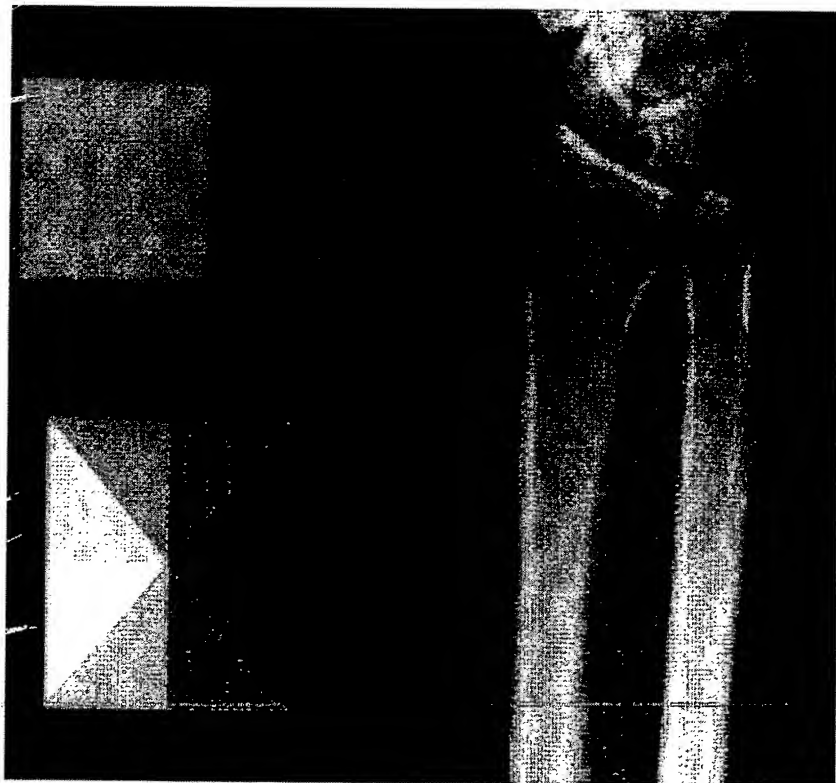
【도 4】



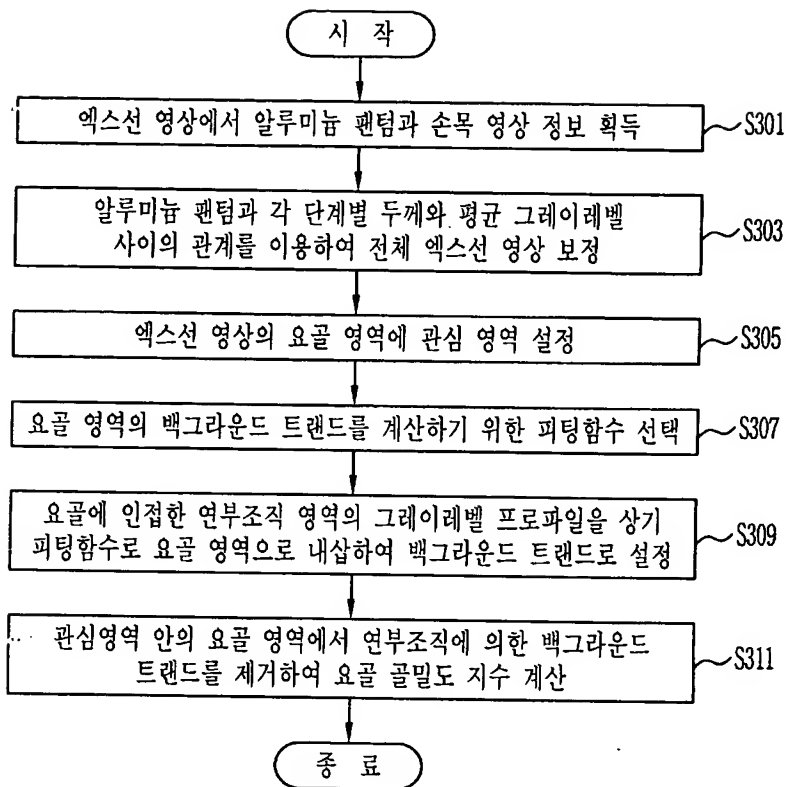
【도 5】



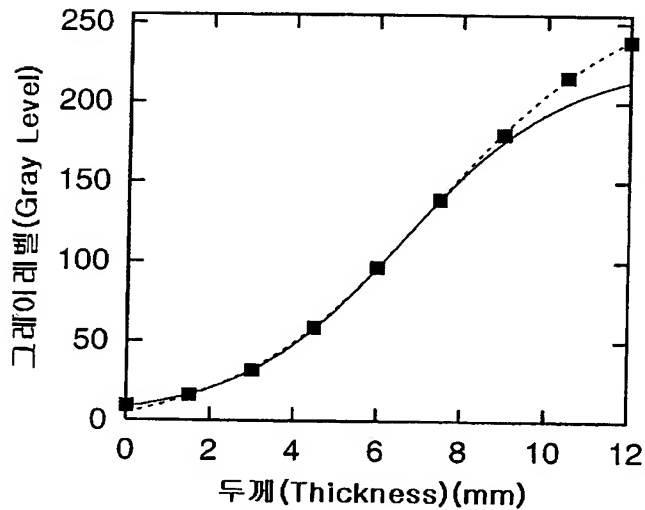
【도 6】



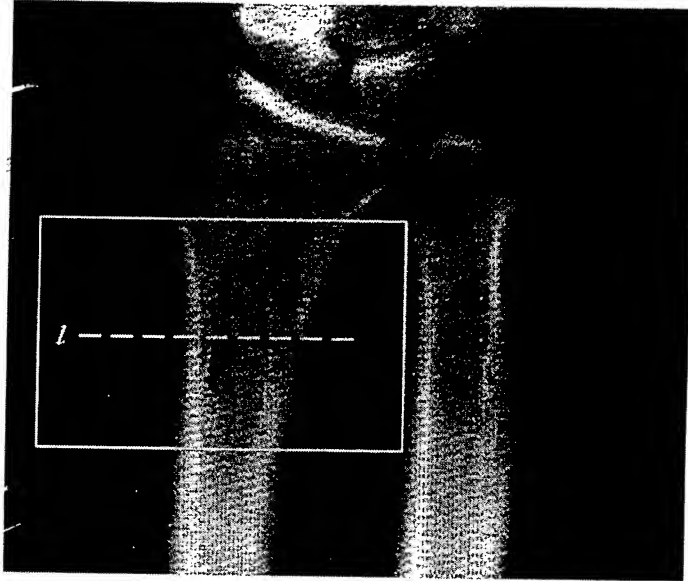
【도 7】



【도 8】



【도 9】



【도 10】

